

Budapesti Műszaki Egyetem

Matematikai jelfeldolgozási módszerek és jelfeldolgozó
berendezések a neurofiziológiai gyakorlatban

Pap László

1. Bevezetés

A biológiai mennyiségek elektromos elven történő bemérése, illetve a bioelektromos jelek mérése és feldolgozása az orvostudomány szinte minden ágára kiterjed, módszereit az alapkutatás és a klinikai gyakorlat egyaránt alkalmazza. Szerepe különösen jelentős a neurofiziológia területén, ahol egyéb megbízható objektív mérési lehetőségek nincsenek. Az EEG jelek rögzítése és kézi kiértékelése az ideggyógyászat egyik legelterjedtebb vizsgálati és diagnosztikai eszköze.

Az utóbbi néhány év nagyarányú technikai és technológiai fejlesztése lehetővé tette, hogy a számítástechnika módszereit segítségül hívjuk az EEG jelek objektív kiértékeléséhez és kialakítsunk olyan automatikus vagy félautomatikus laboratóriumokat, melyek alkalmasak a matematikai jelfeldolgozási feladatok végrehajtására.

A matematikai módszerek bevezetésével kettős célt érünk el. Egyrészt csökken az orvost terhelő adatfeldolgozási munka mennyisége, másrészt a kézi kiértékeléssel fel nem tárható információk objektívebbé teszik a diagnosztikát.

Az egyes matematikai módszerek egyszerűsítő és egymásnak ellentmondó feltételezésekből indulnak ki. Az egyik oldalon az EEG jeleket stacioner sőt ergodikus sztochasztikus folyamatnak tekintik és felhasználják az ezeket jellemző legfontosabb paramétereket, mint korrelációs függvény, teljesítmény-spektrum, stb. A másik oldalon viszont széles körben alkalmazzák a jelalakfelismerési eljárásokat és a kiváltott potenciálok vizsgálatának módszerét.

Az EEG gyakorlat jelfeldolgozó berendezéseinek tervezésénél a következő általános szempontokat célszerű figyelembe venni:

- a) A mérő és adatfeldolgozó rendszer legyen on-line kiépítésű, így a gyógyászati munka során azonnal eredményeket szolgáltat.
- b) Az információk feldolgozására szolgáló berendezések legyenek hardware szervezésűek és csak kis mértékben programozhatók.

c) A kijelzés legyen szemléletes, lehetőleg több dimenziós és nagy információ tartalommal rendelkező.

d) Az adatfeldolgozó rendszer legyen illeszthető a nagyobb számítógépekhez.

e) A készülékek legyenek könnyen kezelhetőek, automatikus szintszabályzással ellátottak.

f) A jeleldolgozás két csatornán történjen, ilyen módon a kóros agyféltekét össze lehet hasonlítani a másik, általában ép oldallal.

2. A matematikai módszerek összefoglalása

A neurofiziológiai jelek matematikai leírása Gibbs és Grass uttörő jelentőségű spektrumvizsgálataival kezdődött. Az ő munkájukat követően alakult ki az immár klasszikusnak számító analóg szűrési módszer és indult meg a jelek objektív leírása és osztályozása. A spektrumanalízis azóta újabb detektálási módszerekkel bővült és máig is a legjelentősebb vizsgálatok egyike. Mellette elterjedten használják a korrelációs analízis különböző formáit, az amplitúdó valószínűségi eloszlás-függvények és sűrűségfüggvények felvételét és a nagy jelentőségű triggerelt jelátlagolást (kiváltott potenciálok átlagolása). Ezekon kívül kiegészítő információt szolgáltatnak az időintervallum, frekvencia és fázismérések, illetve az újabban terjedőben lévő jelalak-felismerő és analízáló módszerek.

2.1. Spektrumanalízis

A spektrum fogalmán az orvosi gyakorlatban is teljesítményspektrumot, illetve közvetlen Fourier transzformáltat értünk. Az előbbi a stacioner sztochasztikus folyamat korrelációs függvényének, a másik viszont az időfüggvény egy időablakkal kijelölt részének Fourier transzformáltja.

A spektrum detekciójára többféle lehetőség kínálkozik:

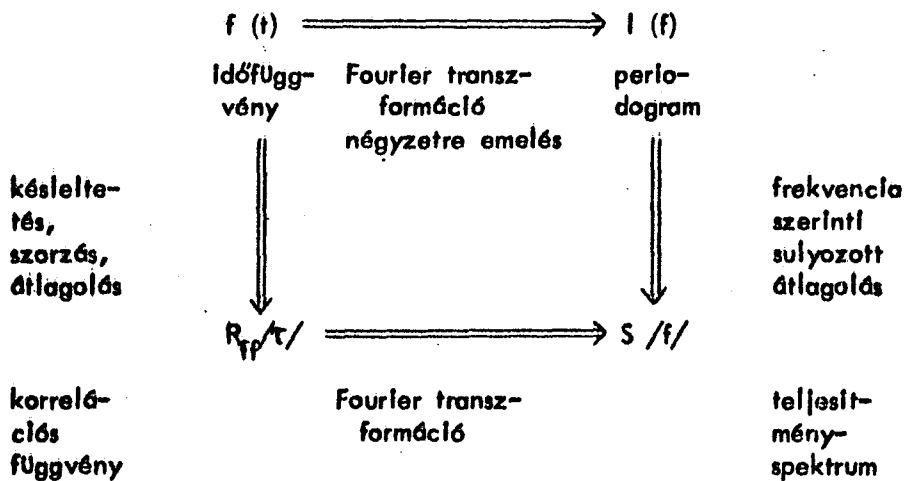
a) Szűrés általános lineáris négypólussal (szokásos vagy transzverzális szűrővel). Cél az α , β , γ , δ , μ , τ sávokba tartozó jelek szétválasztása.

b) Digitális szűrés mintavett jelekkel. A feladat az előbbivel megegyezik.

c) Spektrumszámítás mintavett jelekből (általában a gyors Fourier transzformációs eljárással).

d) A teljesítményspektrum detektációja szűrés, egyenirányítás (négyzetreemelés) és átlagolás segítségével.

e) Teljesítményspektrum-számítás mintavett jelekből a periodogram, illetve a korrelációs függvény segítségével. Az egyes mennyiségek kapcsolatát az alábbi séma jól szemlélteti:



2.2. A korrelációs és jelátlagoló módszerek

Autó- és keresztkorreláció alatt az orvosi gyakorlat - és vele az orvosi elektronika is - nem mindig a matematikai értelemben vett korrelációs függvényeket érti. Ennek fő oka az, hogy a pontos értékeket jól közelítő elektronikus rendszerek, tehát azok, amelyek az ideális korrelációt képezik, meglehetősen drágák. Ily módon a berendezések egyszerűsítése kedvéért le kell mondani az elvi pontosságról.

Kétféle alaptípust különböztethetünk meg:

a) A két bejövő jel egy-egy általános függvénye között határozzuk meg a matematikai értelemben vett korrelációt:

$$R'_{gf}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T g' [g(t)] f' [f(t - \tau)] dt$$

Ahol $g(t)$ és $f(t)$ a bejövő időfüggvények, g' és f' az általános függvények szimbólumai, τ a késleltetési, T az átlagolási idő.

A g' és f' függvények célszerű megválasztásával az alkalmazott elektronikus rendszer erősen egyszerűsíthető (polaritás, szélességmodulált vagy kis felbontású digitális korrelátorok). Ideális esetben

a g' és f' függvények lineárisak, ilyenkor a rendszer az elvi matematikai összefüggés alapján működik (teljes analóg vagy nagy felbontású digitális korrelátor).

b) Az egyik jel egy speciális értékéhez (csúcserték, nullátmenet, maximális változási sebesség helye) tartozó időpont után τ idővel a másik jel mintavett értékeit összegezzük.

$$R_{gf}(\tau) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(t_i)$$

A $g(t)$ függvény a $t_i - \tau$ időpillanatban teljesítette a fent említett feltételt.

$f(t)$ és $g(t)$ a bejövő jelek, t_i a kérdéses időpont, τ a késleltetési idő, N a figyelembe vett ciklus száma.

A második korrelációs számítási módszer, melyet triggerelt korrelációnak is neveznek, igen közel esik a triggerelt jelátlagoláshoz, azaz a stimulusra adott válaszfüggvények átlagolásához. A stimulus hatására létrejött átlagos válaszfüggvény előállítása során ugyanis a külső triggerjel, tehát a stimulus időpontja után τ idővel mintákat veszünk a bejövő jelből, és ezeket a mintákat átlagoljuk. Így azt határozzuk meg, hogy mekkora a válaszfüggvény várható értéke a trigger jel utáni τ időpillanatban. A $g(t)$ függvény szerepét tehát a külső indítójel veszi át és az eredményt már csak egyetlen időfüggvényből állítjuk elő.

$$\bar{f}(\tau) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(t_i)$$

Ha a $t_i - \tau$ időpillanatban trigger jel érkezett.

A kiválasztott potenciálok vizsgálata és különösen az ezzel összekapcsolt szimmetria-analízis talán a legobjektivebb EEG vizsgálati eljárás. Alkalmazása lehetővé teszi a sérült vagy kóros agyterületek behatárolását és az esetleges operáció előkészítését.

A korreláció és a triggerelt jelátlagolás mellett a valószínűségi sűrűség- és eloszlásfüggvények jelentősége eltöppöl. Irodalmi adatok szerint az elméleti kutatásban használják, a klinikai gyakorlat azonban csak elvétve alkalmazza. Legtöbbször az α sávi jelek vizsgálatánál találkozunk ezekkel a fogalmakkal. Mindennek ellenére a teljes matematikai apparátus felvonultatása során érdemes megemlíteni.

2.3. Időintervallum-, frekvencia- és fázismérések

Az ide tartozó adatok közül a legfontosabb a momentán és az átlagos frekvencia meghatározása, mely az egyes EEG sávokon belüli domináns intenzitások periodicitását és annak ingadozását jellemzi. A momentán frekvencia értéke mellett felveszik a frekvencia, illetve időintervallum eloszlásfüggvényét is. Ez utóbbi ugyanis a momentán frekvencia által hordozott információkat sűrítve tartalmazza.

Az időintervallumok eloszlásának vizsgálatánál négy alapvető üzemmódot különböztethetünk meg:

a) Intervallum mód: a tetszőleges irányu szint-, illetve nullátmenetek közötti intervallumok mérése.

b) Periódus mód: az azonos irányu szint-, illetve nullátmenetek közötti intervallumok mérése.

c) Dwell üzemmód: az adott szint felett, illetve alatt tartózkodási intervallumok mérése.

d) Post stimulus mód: a stimulus után érkező intervallumok mérése.

Az intervallumok eloszlás- és sűrűségfüggvényét két csatornás kivitelben szimmetria-analízisre is használják.

A fázismérés jelentősége nem nagy. Teoretikusok az α sávi fázisméréssel foglalkoztak, alkalmazása azonban nem terjedt el a gyakorlatban.

3. Jelfeldolgozó berendezések

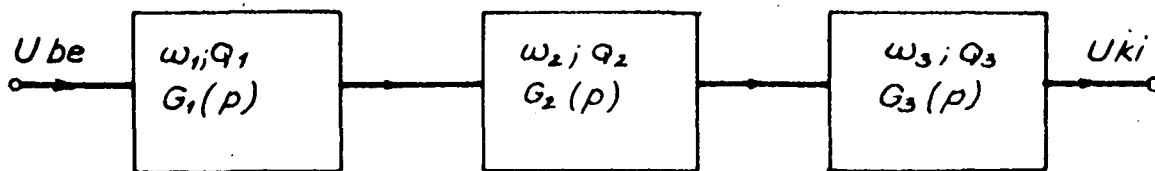
3.1. Spektrumanalízis

3.1.1. A klasszikus analóg szűrési technika

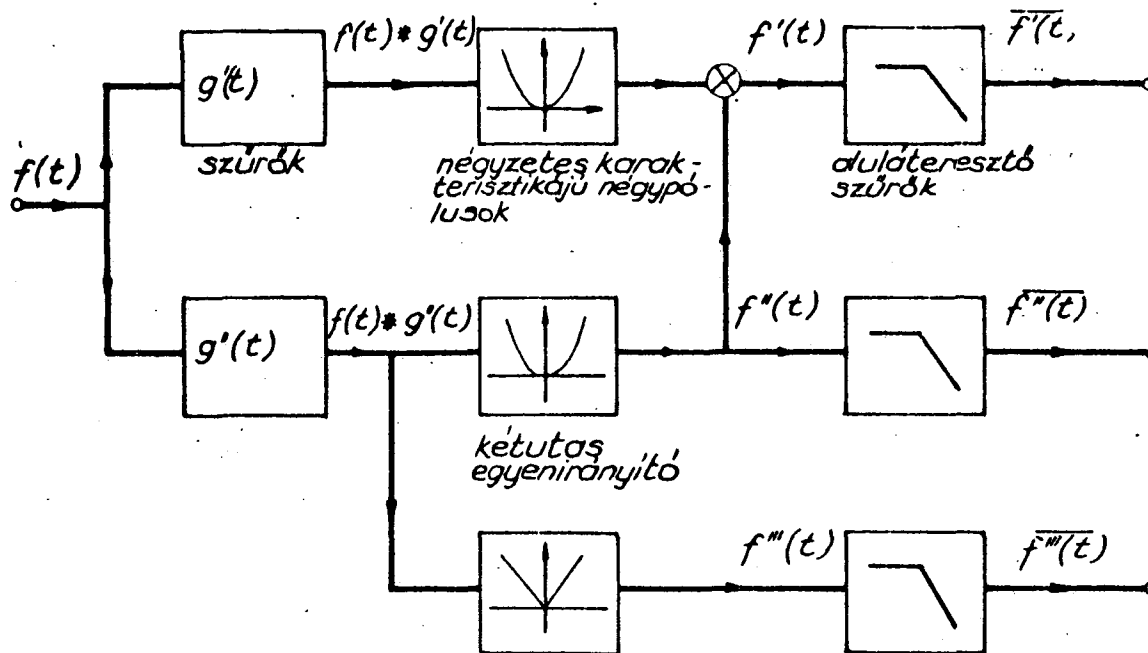
A leggyakoribb keskenysávu EEG szűrő tömbvázlata az 1. ábrán látható. A szükséges szelektivitást két vagy három, egyenként egy-egy komplex konjugált póluspárt realizáló négy pólus kaszkádba kapcsolással lehet biztosítani. Az ajánlott keskenysávu szűrőrendszer a teljes EEG sávot 16 lépésben fogja át.

Gyakran merül fel az az igény, hogy az EEG jelnek csak a főbb frekvenciatartományait (alfa, béta stb.) válasszuk szét. Ezt az ún. szélessávu EEG szűrőrendszer elégíti ki. A szélessávu rendszer jól használható az általános matematikai jelfeldolgozás előkészítésére.

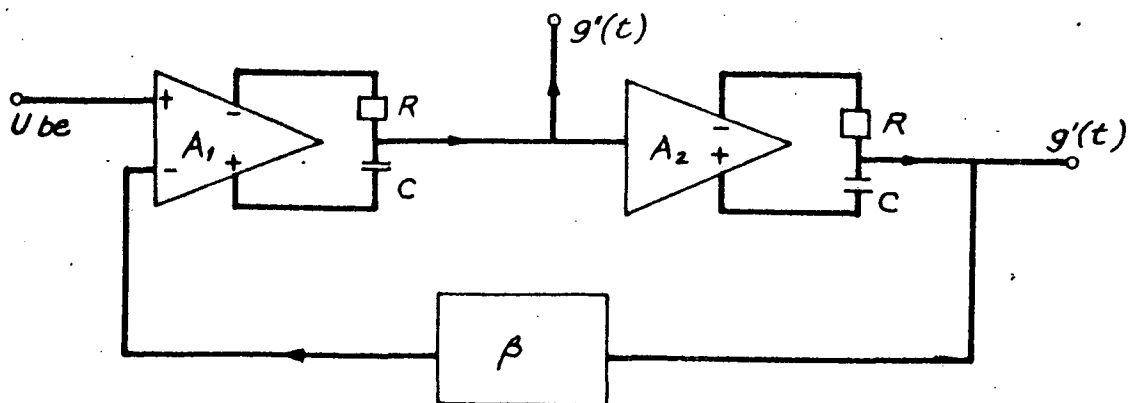
A teljesítményspektrum felvételére szolgáló szokásos mérőrendszer vázlata a 2. ábrán látható. A háromféle lehetséges kimenőjel a sávközépi spektrális teljesítménysűrűséget, illetve annak négyzetgyökét méri. A jelek az aluláteresztő szűrők kimenetén jelennek meg.



1. ábra
Bioelektronikai sávszűrő



2. ábra
Spektummérő rendszer



3. ábra
Aktív sávszűrő

A rendszer lineáris szűrőt egyetlen aktiv RC áramkörrel meg lehet valósítani (ld. 3. ábra).

3.1.2. Digitális szűrők

Az analóg és digitális felépítésű digitális szűrők tömbvázlata rendkívül hasonló (ld. 4. és 5. ábra). Mindkét esetben ugyanazokat az áramköri feladatokat kell végrehajtani: késleltetés, súlyozás és összegzés.

Nagy késleltetési idővel rendelkező analóg késleltető művonal igen nehezen realizálható, így a biológiai jelek tartományában transzverzális szűrőket nem használnak (a magnetofonos késleltetés nehézkes).

A teljesen digitális felépítésű rendszer viszont előnyösen alkalmazható a nagy szelektivitású orvoselektronikai aluláteresztő szűrők kialakítására. A digitális szűrők a jó jelalakítvitel mellett igen nagy levágási meredekségek lehetnek.

3.1.3. Spektrumszámítás

A gyors Fourier transzformáció végrehajtása nagy memóriakapacitással, aritmetikai egységgel rendelkező digitális számítógépet igényel. Még a speciálisan erre a célra kifejlesztett rendszerek is, melyek legtöbbször két csatornás kivitelben készülnek, legalább 2×1024 16 bites szó tárolására alkalmas memóriát és 2×10 bites A/D konvertert tartalmaznak (ld. 6. ábra). Az ilyen méretű célszámítógépek tervezése és kivitelezése már akkora költségráfordítást igényel, hogy érdemes kis többletköltséggel alkalmasabbá tenni a rendszert egyéb jelfeldolgozási feladatok ellátására (korreláció, inverz Fourier transzformáció, amplitudó valószínűségi eloszlásfüggvény, stb.). A számítógéphez lyukszalag olvasó, lyukszalag lyukasztó, írógép, katódsugárcsőes vagy mechanikus karakterisztika rajzoló csatlakoztatható. Gyakori az on-line korrelátorok és a gyors Fourier transzformációs rendszerek összekapcsolása. Ily módon a teljesítményspektrum egyszerűen előállítható.

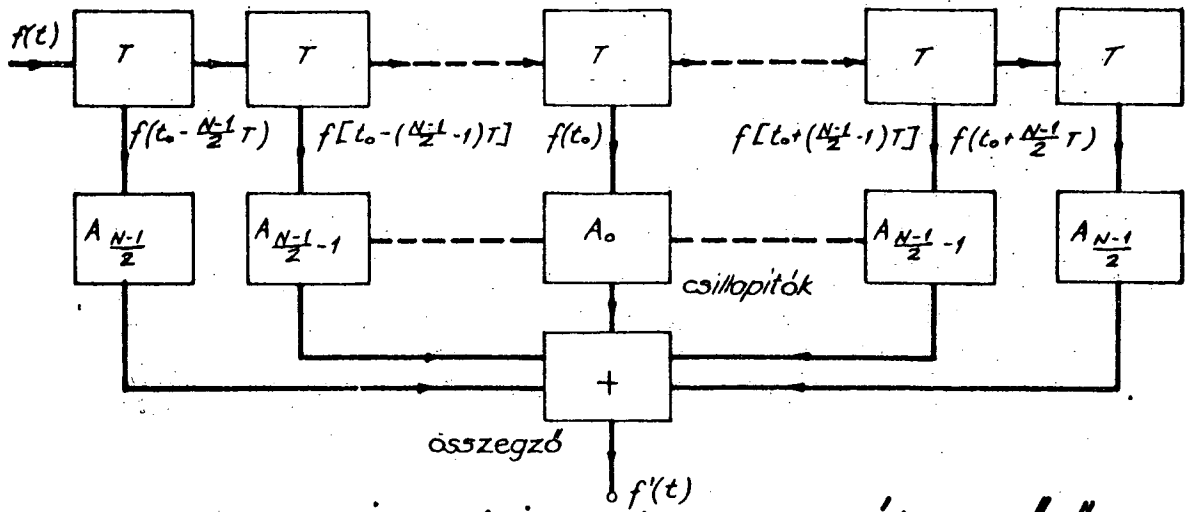
Az orvosi gyakorlatban a teljesen digitális, nagy méretű jelfeldolgozó rendszerek ma még nem terjedtek el. Néhány éves távlatban viszont várható, hogy egy-két nagyobb kutató bázis rendelkezik már ilyen méretű adatfeldolgozó apparátussal.

3.2. Korrelációs és jelátlagolási módszerek

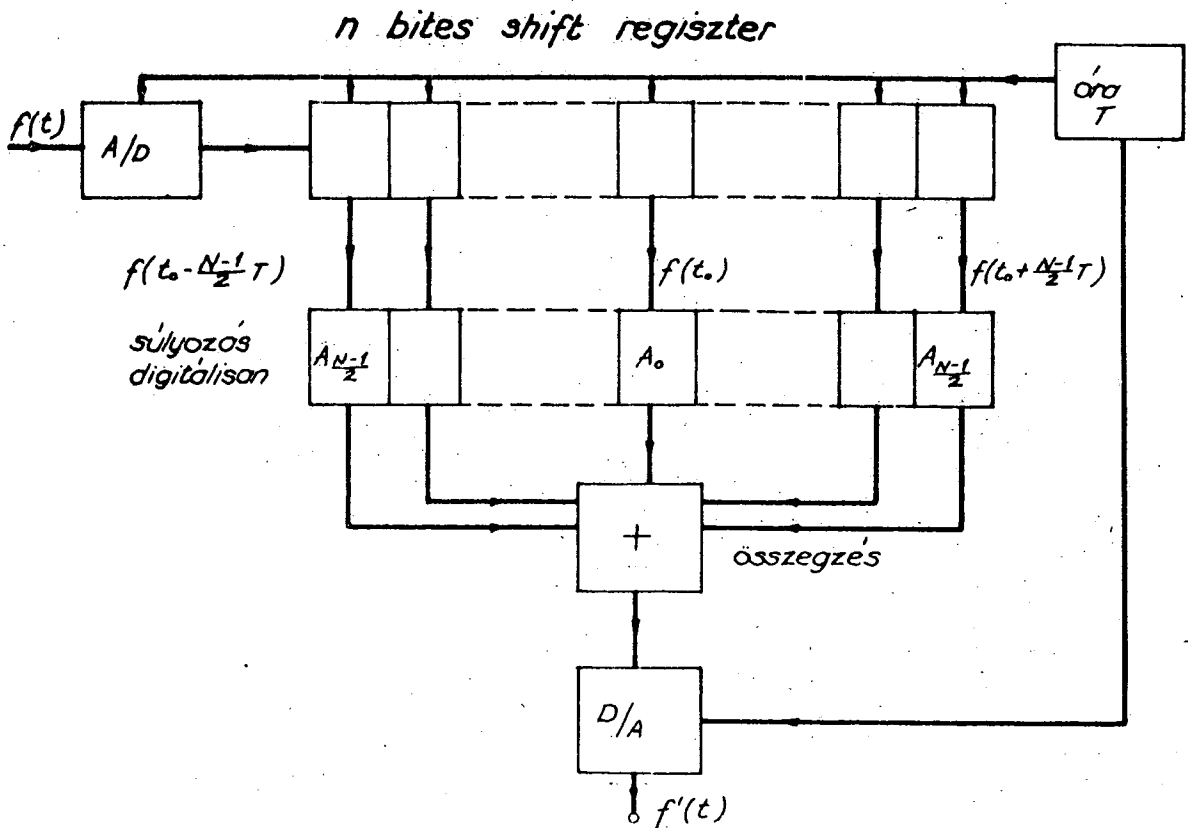
3.2.1. Korreláció számítás

A 7. ábrán látható analóg korrelációs rendszert ma már igen ritkán alkalmaznak. A felhasznált késleltető művonal megvalósítási nehézségei, az analóg szorzók pontatlansága és a rendszer viszonylatos merevsége miatt ez a megoldás elvesztette létjogosultságát.

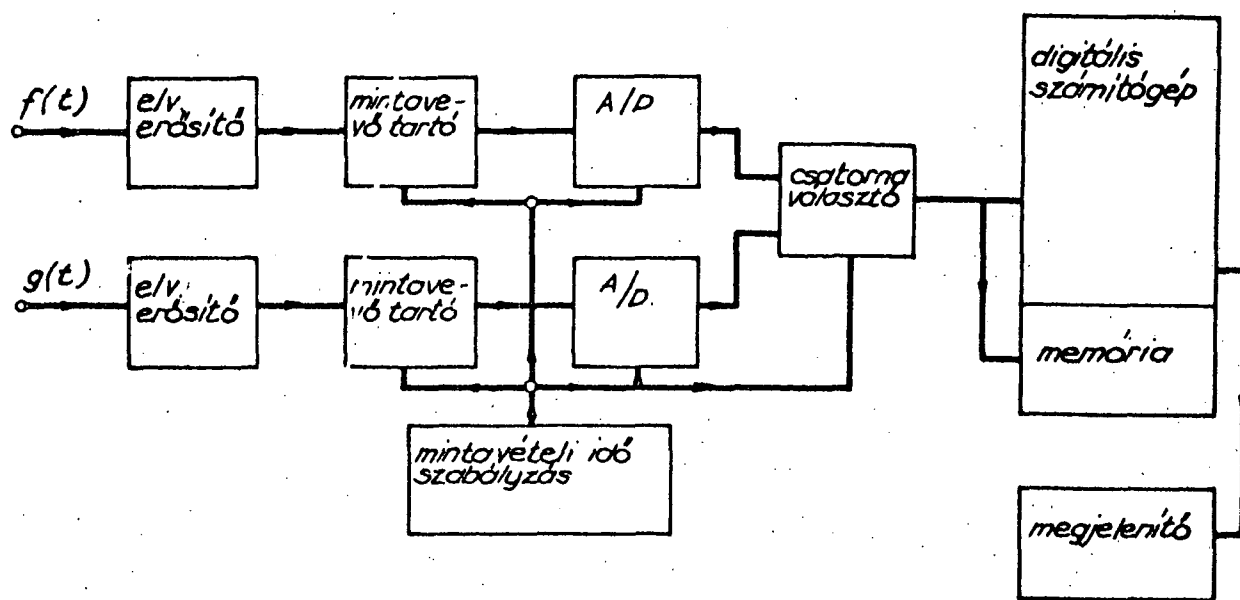
Analog késleltető művonal



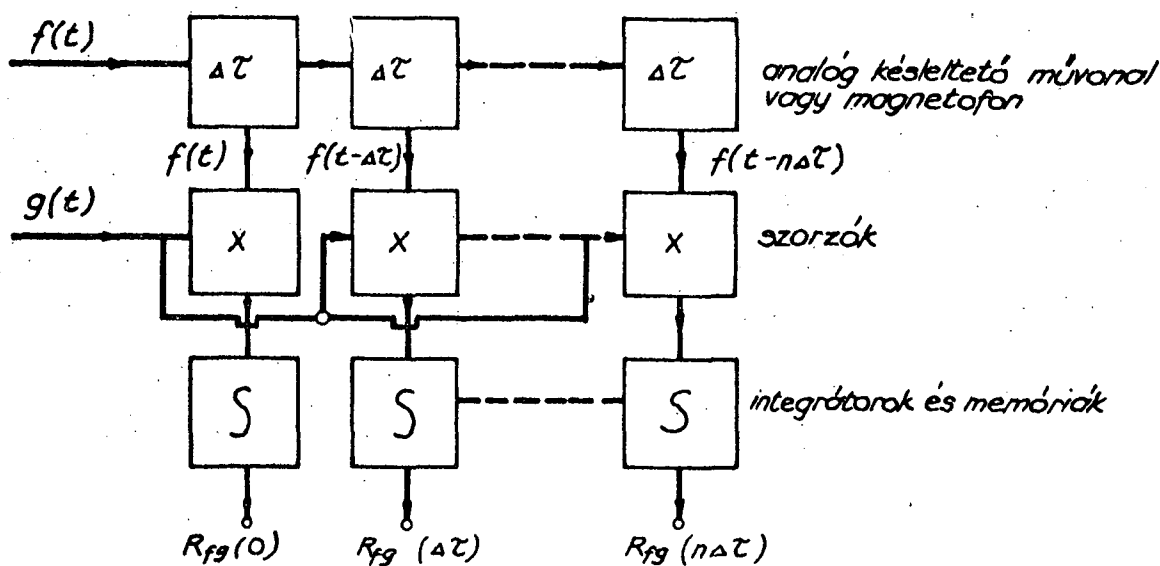
Szimmetrikus transzverzális szűrő
4. ábra



Szimmetrikus digitális szűrő
5. ábra



Kétcsatornás gyors Fourier transzformációs rendszer
6. ábra



Analog korrelátor
7. ábra

A 8. ábrán a polaritás és szélességmodulációs rendszerű korrelátorok tömbvázlata látható. Külön ábrázolás nélkül ide sorolható a Stieltjes-féle korrelátor is, mely végeredményben az egyszeres polaritáskorrelátor multiplikálásából született. Ezek a megoldások csak közelítik a valódi korrelációs függvényt, és az általuk előállított eredmények pontossága függ az aktuális bejövő jel sztochasztikus jellemzőitől, mégis elterjedten alkalmazzák őket, mert áramköri felépítésük egyszerű, és rendkívül rugalmasan változtatható az idő szerinti felbontás.

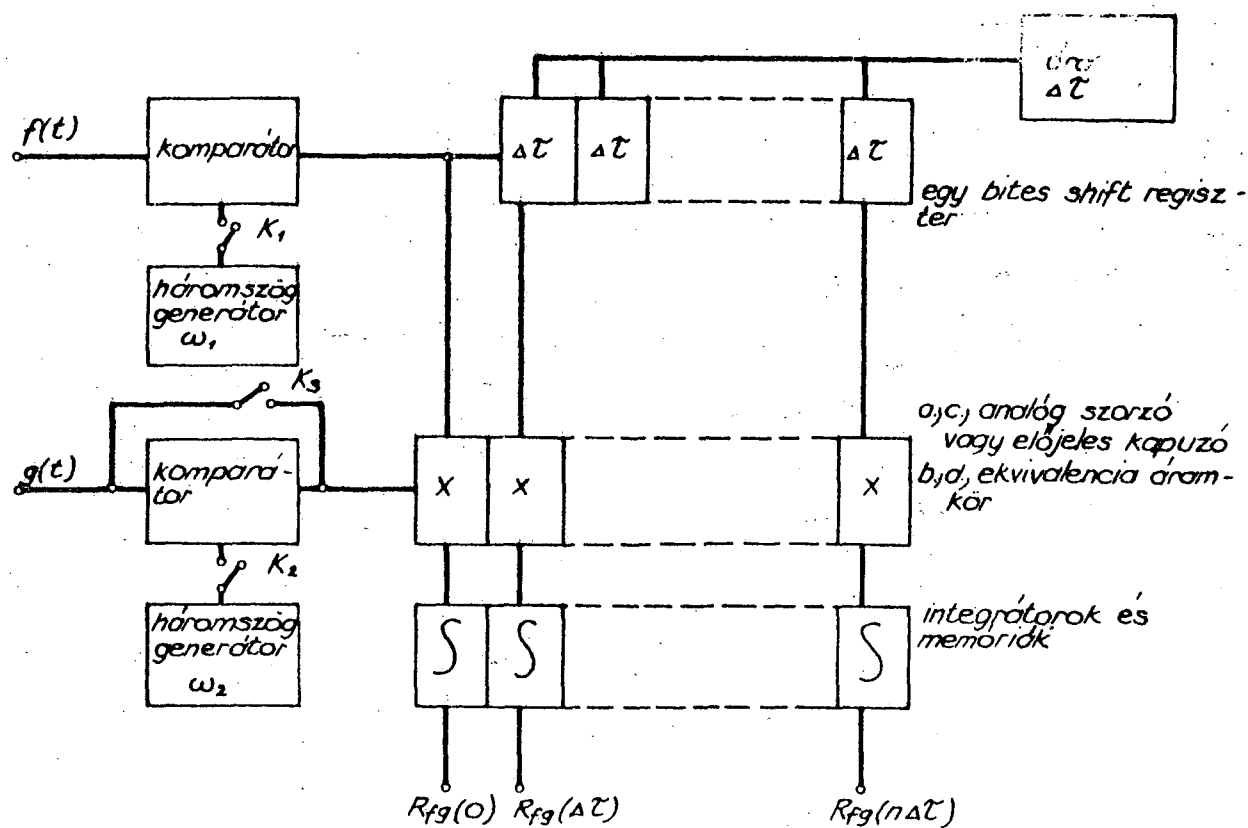
Az integrálási idő csak kis mértékben változtatható. RC tagos integrálásnál az eredmény csak a mérés alatt áll rendelkezésre. A bemeneti jelet a feldolgozás előtt automatikusan normalizálni szokták, azaz a jelteljesítmény értékét egy előre megadott szintre állítják. (Ez csak a szélességmodulált rendszerben fontos, a polaritáskorrelátorok lényegében szintfüggetlenül működnek.)

Az un. triggerelt korrelátorok tömbvázlata a 9. ábrán látható. A triggerelő impulzust előállító figyelő áramkör a nullátmeneteket (szintátmeneteket), a csúcsertékeket, vagy a külső indítójel és a vizsgált időfüggvény pozitív szakaszainak koincidenciáját érzékelheti. A trigger jel a mintavevő és tartó áramkört, illetve az átlagoló memóriát vezérli. A memória töltése aperiodikus és szakaszos, így ebben a rendszerben csak a valódi analóg vagy a digitális integrálás használható. Az átlagolt értékek száma a bejövő jel jel-zaj viszonyától függ. Valódi kommutatív integrálásnál $N = 2^7 \dots 2^{21}$. Az elérhető jel-zaj viszony javulás $N = 2^{3,5} \dots 2^{10,5}$ értékű.

A teljesen digitális felépítésű korrelátorok (ld. 10. ábra) előnye az előbbi rendszerekkel szemben az átlagolási mód és az integrálási idő változtathatósága ($T = 30 \text{ msec} \dots 10^7 \text{ sec}$. exponenciális átlagolásnál, $N = 2^7 \dots 2^{21}$ kommutatív átlagolásnál), valamint az a tény, hogy a digitális memória a számítás eredményét hosszú ideig megőrzi és hozzáférhetővé teszi. A memória lehet RAM típusú vagy cirkulációs rendszerű shift regiszteres, vagy késleltető művonalas. A korrelációs számítás szempontjából a pontosságot alig befolyásolja az, hogy a mintavételi felbontás a két oldalon különböző. A 3 bites durvább felbontás már elegendő pontosságot biztosít.

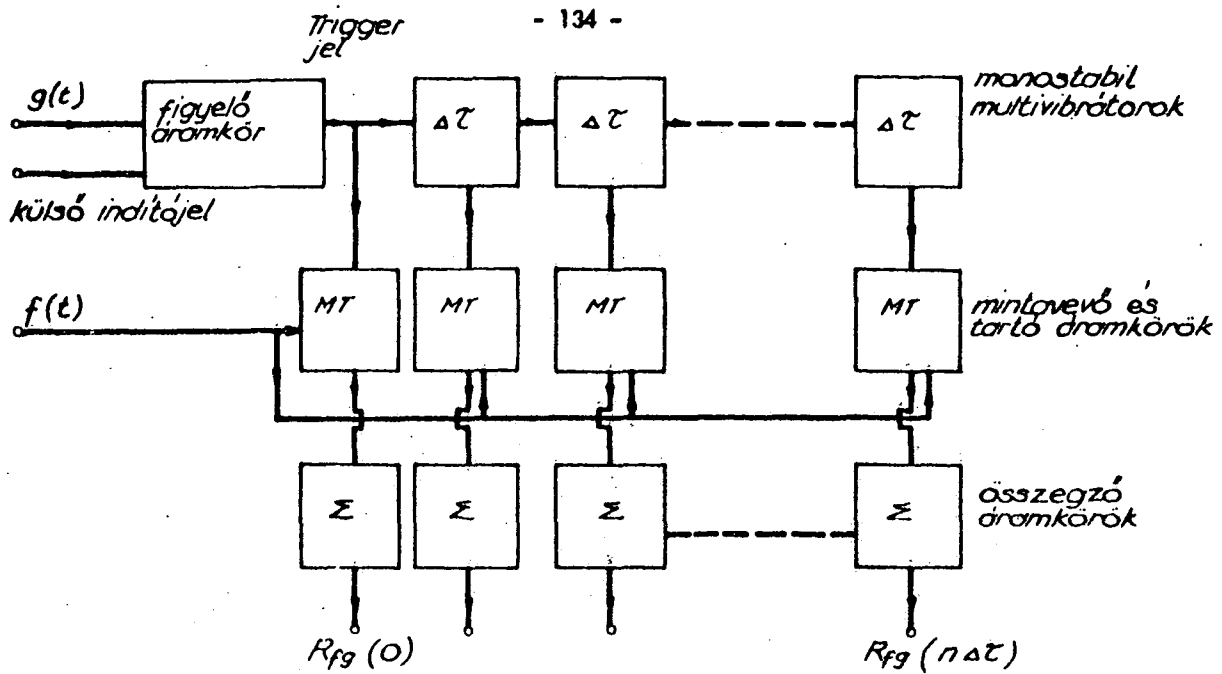
3.2.2. Triggerelt átlagolás

Az analóg kondenzátoros triggerelt átlagoló rendszer egyszerű felépítése miatt alkalmas lehet a bioelektronikai feladatok ellátására. A 11. ábrán bemutatott rendszerben a bejövő indító impulzus egy óragenerátort hoz működésbe, mely az elemi késleltetési idő $\Delta \tau$ ütemében a mintavevő kapcsolókat működteti. Az átlagolás itt is valódi integrálás. RC tagos integrálás a bejövő jelek esetleges aperiodicitása miatt nem alkalmas az összegzésre. A kapacitások tartalmát külön kap-

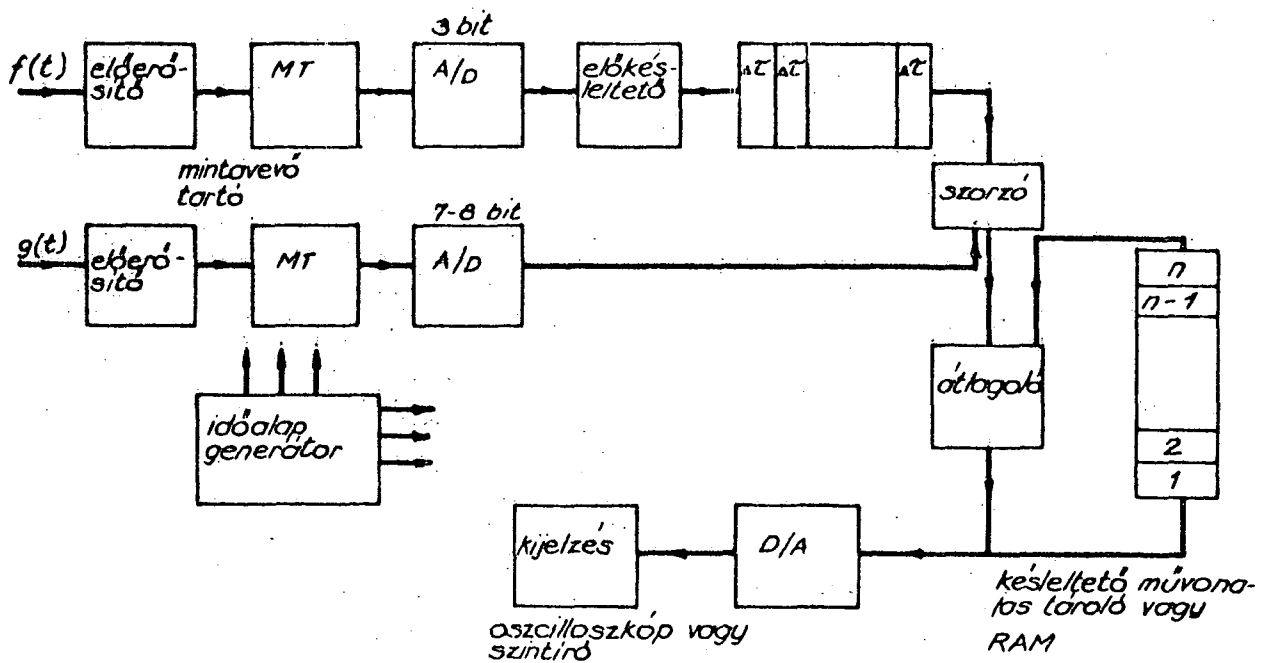


- a) analóg + szélességmodulált rendszer (K_1, K_3 zárva, K_2 nyitva)
 b) kettős szélességmodulált rendszer (K_1, K_2 zárva, K_3 nyitva)
 c) egyszeres polaritáskollerátor (K_1, K_2 nyitva, K_3 zárva)
 d) kétszeres polaritáskollerátor (K_1, K_2, K_3 nyitva)

8. ábra



Triggerelt korrelátorok
9. ábra



Digitális korrelátor
10. ábra

csolórendszer írja ki. A kiírás és a töltés üteme teljesen független. Orvosi rendszerekben célszerű a készüléket két csatornás kivitelben felépíteni.

Az áramkör digitális változatának működése hasonló (ld. 12. ábra). A triggerelő jel hatására az indított órajel segítségével n darab mintát veszünk. A/D átalakítás után a rendezett mintákat összegzés után a memória megfelelő rekeszébe tároljuk. Az átlagolási mód változtatható, az átlagolt impulzusok száma $N = 2^0 \dots 2^l$.

A triggerelt átlagolást minden olyan digitális készülék végre tudja hajtani, mely alkalmas a keresztkorreláció számítására. Ugyanis, ha az egyik bemenetre állandó, pl. egységnyi jelet adunk, és biztosítjuk a külső jellel történő indítást, akkor a számítás végeredménye éppen a másik csatorna jelének várható értéke, azaz átlaga lesz.

3.2.3. Eloszlásfüggvények vizsgálata

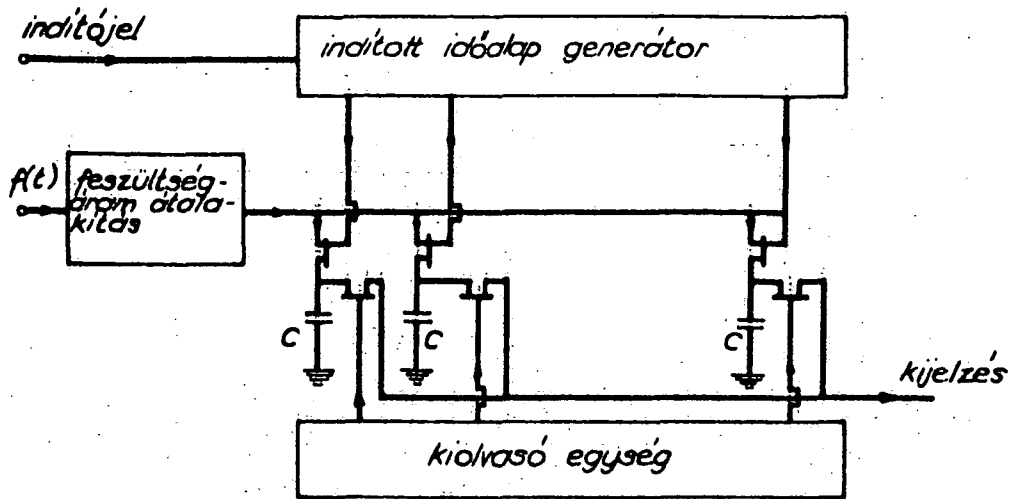
A 13. ábrán látható egyszerű amplitúdó analízáló rendszert a neuron jelének minősítésére használják. A bemeneten elhelyezett komparátor a jel érkezésekor indító impulzust szolgáltat. A többi áramköri részlet arra szolgál, hogy az indító impulzus után t_1 és t_2 időpillanatban mintát vesz a bejövő jelből és a mintákat kvantálja. A kvantálási lépcsők száma 4-5. Az így kapott két szám alapján az érkezett impulzust jellemezni lehet. Átlagolással egybekapcsolva a rendszer alkalmas az amplitúdó eloszlási függvény felvételére.

A hibrid amplitúdó analízáló rendszer, melyet a 14. ábrán tüntettünk fel, egyszerre alkalmas az amplitúdó eloszlás- és sűrűségfüggvény, a csúcsték és nullátmenet eloszlásfüggvény felvételére. A bemeneten két komparátor található, melyek egy fűrészgenerátorról kapják a komparáláshoz szükséges referencias feszültséget.

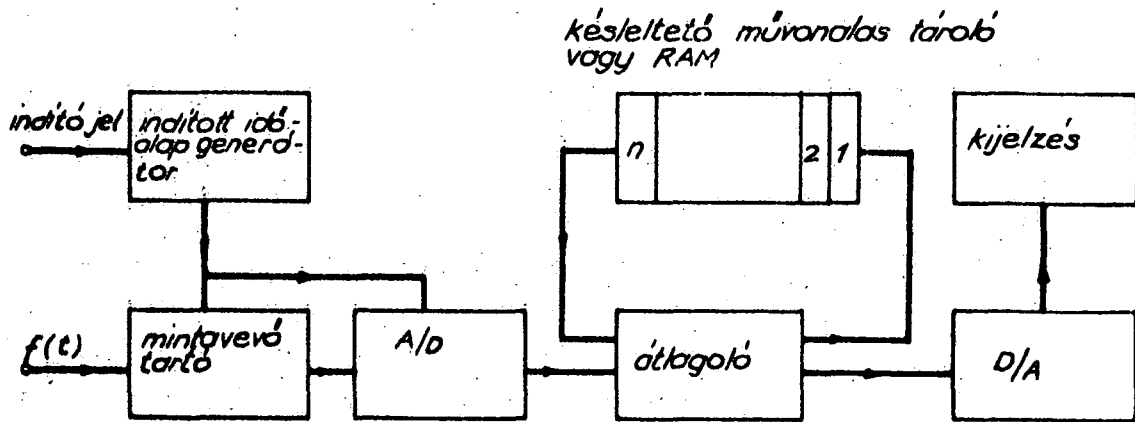
Amplitúdó eloszlásfüggvény felvételekor csak a felső komparátor működik. Az A kimeneten megjelenő szélességmodulált jel átlagos egyenfeszültsége (integrálás után) éppen az aktuális referencias feszültséghez tartozó amplitúdó eloszlásfüggvény-értékkel egyenlő.

Amplitúdó sűrűségfüggvény vizsgálatakor a két komparátor referencias feszültsége egy kis értékkel, az amplitúdó-ablakkal különbözik egymástól. A kimeneti A és B szélességmodulált jelek különbségének integrálása (az aktuális differenciális valószínűség) annak a valószínűségét adja, hogy a jel milyen gyakorisággal tartózkodik az amplitúdó-ablakon belül. A lépések száma általában 50 ... 100.

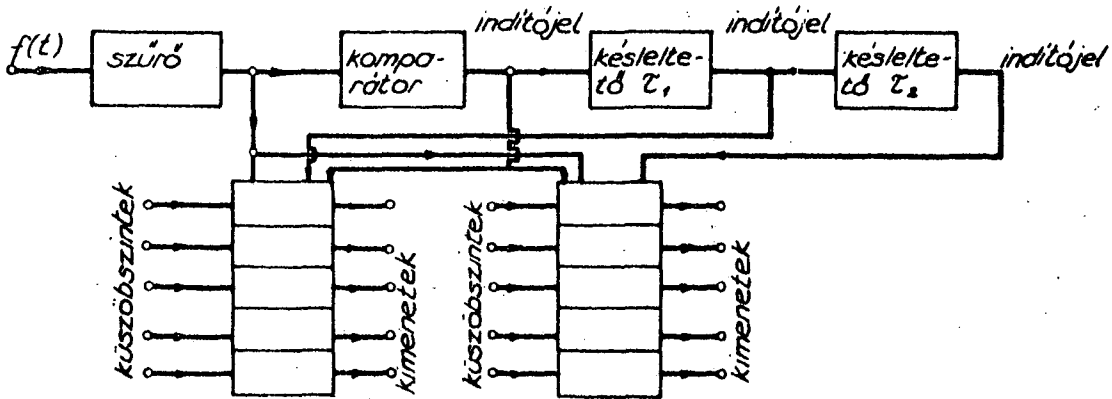
A csúcsheszültségek és a nullátmenetek gyakoriságának érzékelésére a két komparátor kimenő feszültsége alkalmas. Az időegységre jutó csúcsok és nullátmenetek száma (az amplitúdó-ablakban, illetve a komparálási szinten) egyszerű logikai és impulzustechnikai áramkörök



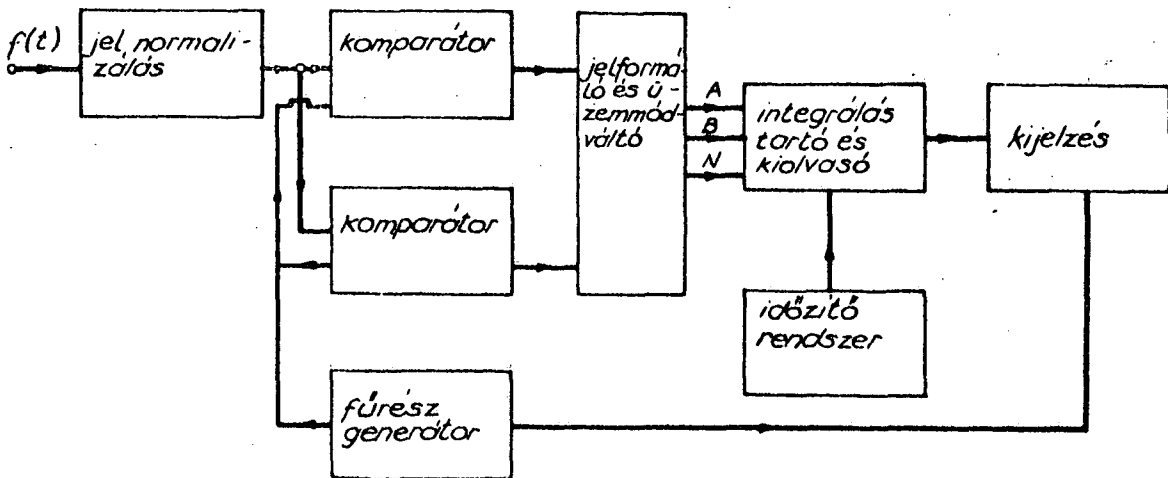
*Analog triggerelt átlagoló rendszer
11. ábra*



*Digitális triggerelt átlagoló rendszer
12. ábra*



*Egyszerű pulzus szelektáló rendszer
13. ábra*



*Hibrid amplitúdó analízáló rendszer
14. ábra*

segítségével előállítható. A csúcsokhoz és nullátmenetekhez monostabil multivibrátorral állandó amplitúdójú és szélességű impulzusokat rendelünk. Ezen impulzusok átlaga a keresett gyakorisággal azonos.

Az eredményeket szintirón jelenítik meg. A szintirő vízszintes eltérítését a komparálási szintet adó fűrészgenerátor szolgáltatja.

A 15. ábrán feltüntetett hibrid amplitúdó-analizáló rendszer a ciklikus memória cirkulálási idejének állandóságát használja fel az eloszlásfüggvények felvételére. A bemenő jelből akkor veszünk mintákat, amikor a memória első szava megjelenik az összegző áramkörben. Az indított fűrészgenerátor egy olyan fűrészfeszültséget állít elő, mely a mintavett jel értékétől indul és állandó meredekséggel egy referenciafeszültség felé csökken.

Ha a komparálás megtörténik, a jel azonos a referenciával, akkor a memória aktuális összegzőben lévő tartamát eggyel megnöveljük. N számú mintavételezés után a memória egyes címein az amplitúdó sűrűségfüggvény értéke található.

Ha az amplitúdó eloszlásfüggvényt kívánjuk előállítani, akkor nem csak az aktuális, hanem a következő ciklus kezdetéig minden későbbi memóriarekesz tartalmát növelni kell.

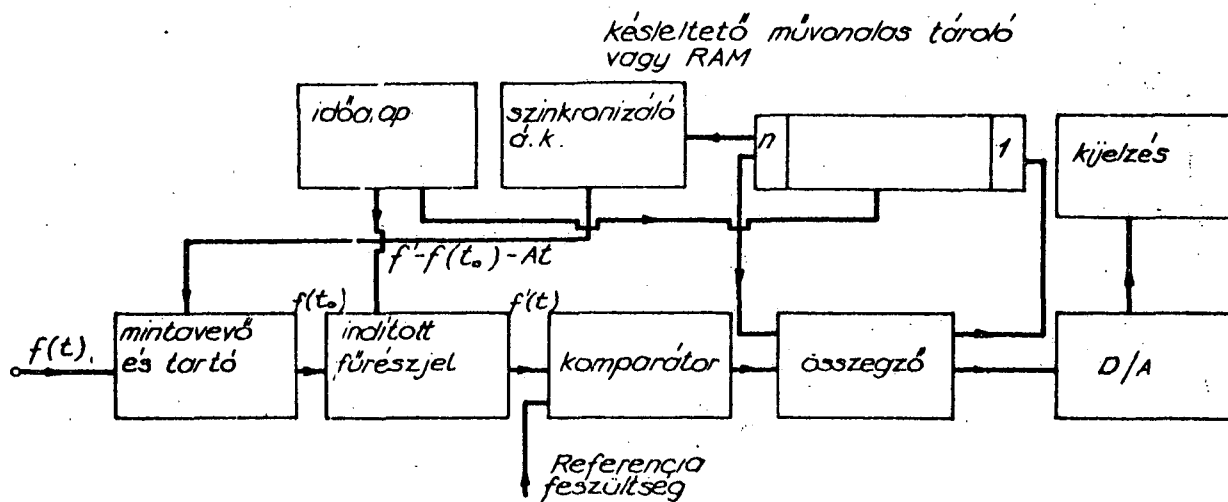
A megjelenítés oszcilloszkóppal és szintirővel egyaránt elképzelhető. A teljes függvényt itt egyszerre állítjuk elő. Így a teljes információ tetszőleges időpontban hozzáférhető.

A 16. ábrán a sokasatornás analizátorokkal kialakított amplitúdó-analizáló rendszerek szokásos tömbvázlata látható. A bejövő jelből a jelben előforduló periodicitásokkal inkohereus módon mintákat veszünk. Az aktuális minta kvantálás után nyert értéke a memória egy címét jelöli ki. Ennek a címnek a tartalmát eggyel növelve az amplitúdó sűrűségfüggvényt tudjuk felvenni. Az amplitúdó-ablakot a kvantálási bitek száma és az átfogott feszültségtartomány határozza meg. Az amplitúdó eloszlásfüggvény a memória tartalmának összegzésével nyerhető. A kiolvasás teljesen független a számítás menetétől.

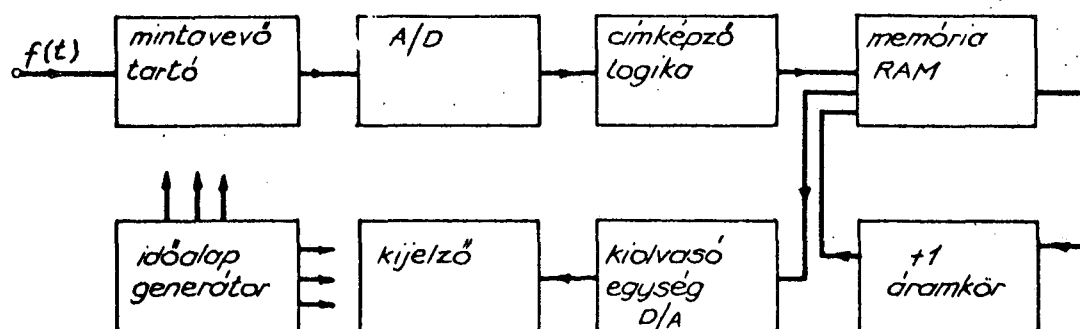
3.3. Frekvencia és fázismérés, hisztogramok

3.3.1. Frekvencia- és fázismérés

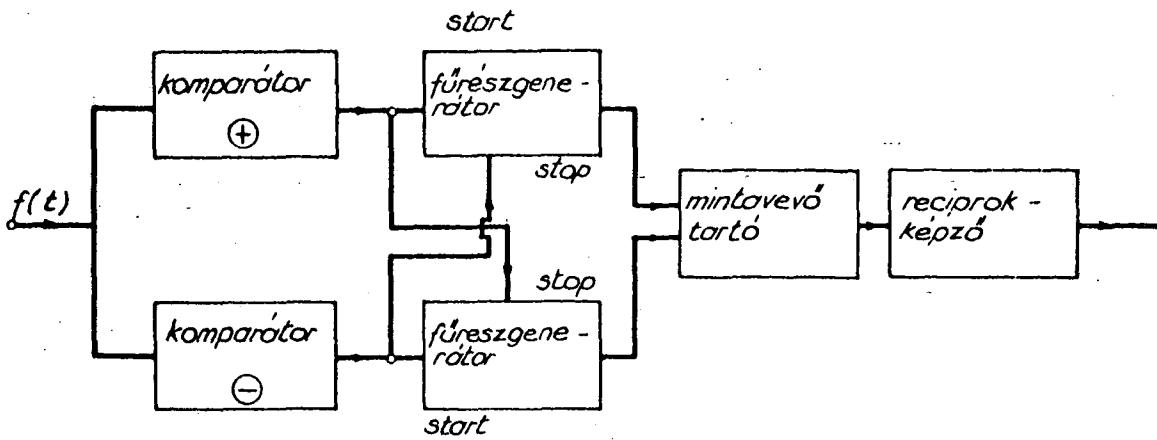
A legegyszerűbb analóg momentán frekvenciamérő (ld. 17. ábra) a jel nullátmeneteit érzékeli. A pozitív és negatív nullátmenetek egy-egy fűrészgenerátort indítanak. A fűrészgenerátorok feszültségváltozási meredeksége állandó. A pozitív átmenetre induló fűrészjelből a negatív nullátmenet pillanatában mintát veszünk és ezt a következő pozitív nullátmenet időpillanatáig tartjuk. Ekkor a negatív nullátmenetre induló fűrészjelből veszünk mintát. Ilyen módon a mintavevő és tartó áram-



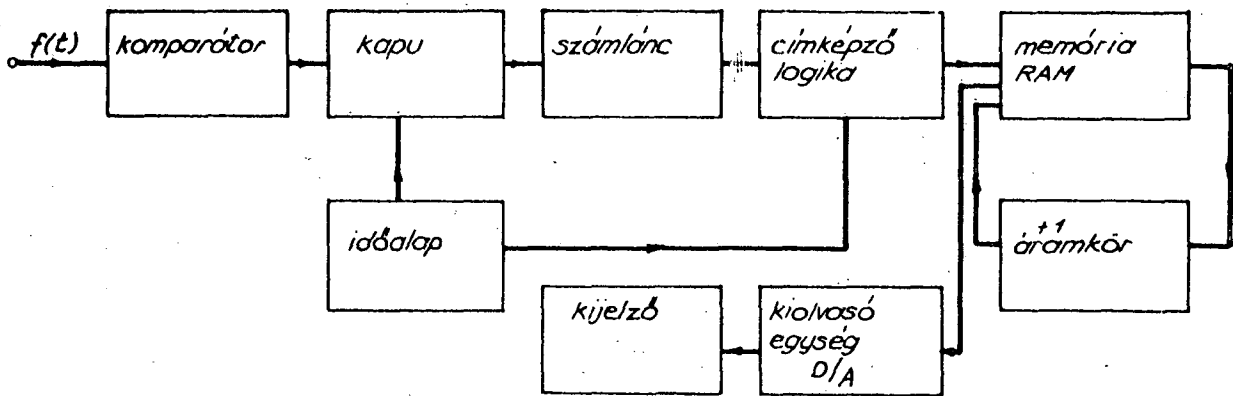
Hibrid amplitúdó analizáló rendszer
15. ábra



Digitális amplitúdó analizáló rendszer
16. ábra



Momentan frekvenciamérő
17. ábra



Digitális intervallum (frekvencia) analízáló
rendszer
18. ábra

kör kimenetén mindig a két nullátmenet közötti időintervallummal arányos jel jelenik meg. Reciprokképzés után a kimeneti jel a pillanatnyi (momentán) frekvenciával arányos.

A fenti rendszer bonyolultabb változata a digitális elven felépített intervallum-analizáló készülék (ld. 18. ábra). A berendezés a tetszőleges T idő alatt beérkező impulzusok számát határozza meg. Segítségével az átlagos pillanatnyi frekvencia és a frekvencia vagy intervallum eloszlásfüggvény is meghatározható. Az eloszlásfüggvények felvétele teljesen hasonló a digitális amplitúdó analíziséhez a megismert rendszerrel. Az aktuális impulzusszám a memória egyik részét jelöli ki, melynek tartalmát eggyel növeljük.

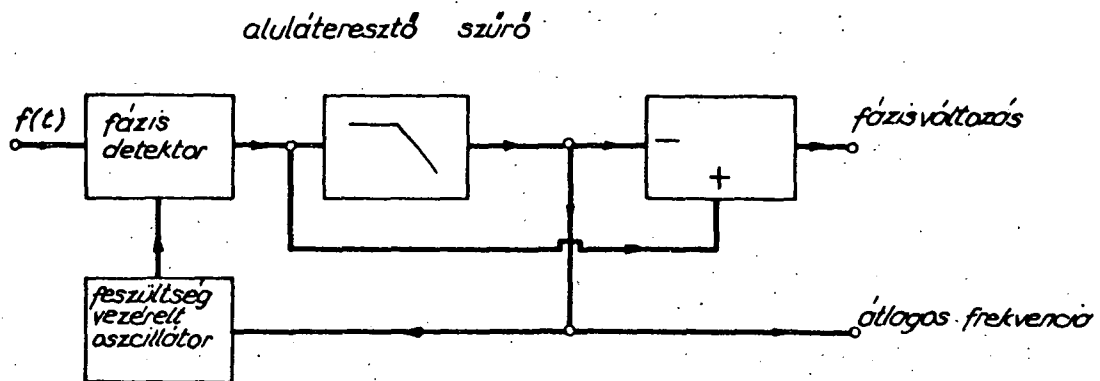
A 19. ábrán az átlagos frekvencia, és a fázis mérésére alkalmas rendszer tömbvázlata látható. Az átlagos frekvenciával arányos jel az aluláteresztő szűrő kimenetén vezethető le. Pontossága jelentősen függ a VCO linearitásától. Ha ezt biztosítani nem lehet, akkor a VCO kimenő jelének frekvenciáját külön készülékkel kell meghatározni. A fázisváltozással arányos jelet a különbségképző áramkör kimenetén kapjuk meg. A rendszer nagy $(\pm 10\pi)$ fázisfogása csak bonyolult fázisdetektorral biztosítható. Pontos méréshez nagy lineáritású fázisdetektorra van szükség. A mérés előtti jelbefogás végrehajtásához a rendszert egyéb blokkokkal is ki kell egészíteni (fűrészgenerátor, befogás-érzékelő feluláteresztő szűrő, komparátor, kapcsoló, stb.)

3.3.2. Hisztogramok felvétele

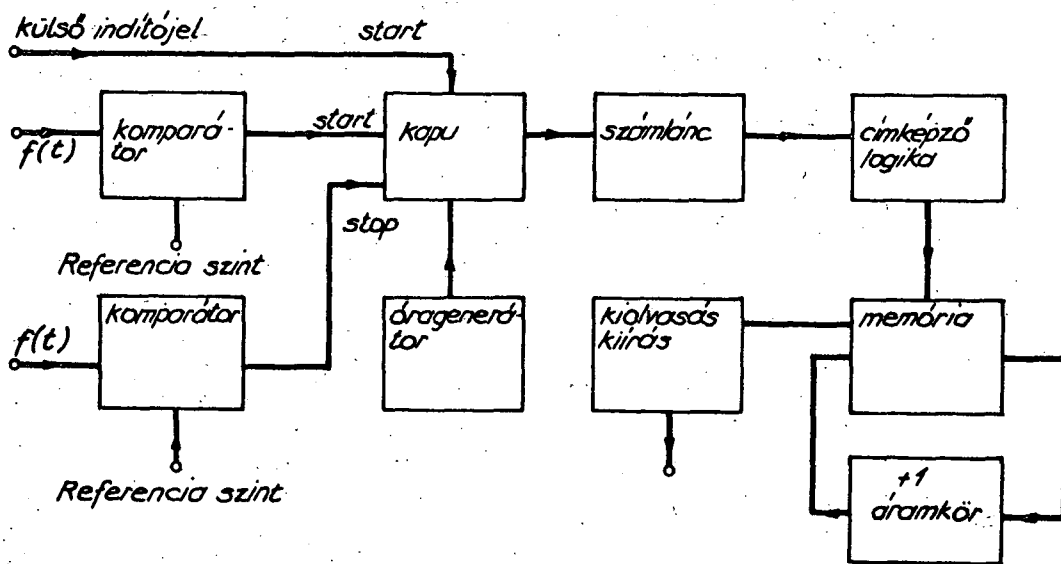
Az intervallum és post-stimulus hisztogramok vizsgálatára a 20. ábrán látható digitális berendezést fejlesztették ki. A rendszer figyelő áramkörre a külső indítójel hatására egy referencia óragenerátort indít el. Ha a bejövő jel elér egy előre kijelölt értéket, akkor a referencia órajel periódusainak számlálása leáll, az így kapott szám az indítójel és a komparálás között eltelt időintervallumot méri. A többször megismételt méréssel felvehető az intervallum átlagos hossza, illetve az intervallum eloszlásfüggvénye is.

4. Összefoglalás

Az előadás annak a rendszertechnikai tanulmánynak rövid kivonata, melyet a Budapesti Műszaki Egyetem Híradástechnikai Elektronika Intézete az EMG Esztergomi Gyógyegysége megbízásából készített. A tanulmány alapján egy korszerű, minden igényt kielégítő EEG laboratóriumot fejlesztünk ki. A fejlesztendő munka már korábban - a tanulmány megszületése előtt - megindult és eredményeképpen több EEG analízáló és kiszolgáló berendezés született (16 csatornás analízátor és integrátor, momentán frekvenciamérő, FM magnetofon, szé-



Phase - locking átlagos frekvencia és fázismérő
19. ábra



Digitális hisztogram felvevő rendszer
20. ábra

lességmodulált korrelátor). A közeljövőben megindul egy elsősorban orvosi felhasználhatóságú sztochasztikus analízátor tervezése és fejlesztése. E készülék egyesíti magában az előadás során vizsgált jelfeldolgozási módokat és jelentős segítséget nyújt majd az EEG berendezésekkel dolgozó orvosoknak.

I r o d a l o m

- 1) Pap László: Biológiai jelek matematikai feldolgozása.
Tanulmány. 1972.
- 2) W.J. Perkins: Biomedical Engineering
Electronics Record, reprinted from
Proc. IEEE, Okt. 1971, pp. 1051-1069.
- 3) A.M. Grass and F. Gibbs: A Fourier Transform of the
Electroencephalogram.
J. Neurophysiology, Vol. 1. 1938. pp. 521-526.
- 4) I.I. Denier, Van der Gon and I. Strackes: Some aspects of EEG
Frequency Analysis.
IEEE. Trans. on BME, Vol. BME-13., No. 3.,
July 1966 pp. 120-130 .
- 5) E. de Boer and P. Kuper: Triggered Correlation
IEEE. Trans. on BME, Vol. BME-15., No.3.,
July 1968. pp. 169-179.
- 6) F.H. Lange: Korrelation - Elektronik
VEB Verlag Technik, Berlin, 1962.
- 7) dr. Házman István - Pap László - Lugosházi Ildikó:
Jelentés az EMG Esztergomi Gyáregységének, 1972.